

PABLO BASSO PUCCI

**ESTUDO EXPERIMENTAL DE AVALIAÇÃO DA
RESISTÊNCIA DE FIXAÇÃO DO PARAFUSO DE
INTERFERÊNCIA BIOABSORVÍVEL NA RECONSTRUÇÃO
DO LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR**

**Trabalho apresentado à Universidade Federal
de Santa Catarina, como requisito para a
conclusão do Curso de Graduação em
Medicina.**

**Florianópolis
Universidade Federal de Santa Catarina
2010**

PABLO BASSO PUCCI

**ESTUDO EXPERIMENTAL DE AVALIAÇÃO DA
RESISTÊNCIA DE FIXAÇÃO DO PARAFUSO DE
INTERFERÊNCIA BIOABSORVÍVEL NA RECONSTRUÇÃO
DO LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR**

**Trabalho apresentado à Universidade Federal
de Santa Catarina, como requisito para a
conclusão do Curso de Graduação em
Medicina.**

Coordenador do Curso: Prof. Dr. Carlos Eduardo Pinheiro

Professor Orientador: Prof. Dr. Ari Digiácomo Ocampo Moré

Professor Co-orientador: Dr. Eng. Carlos Rodrigo de Mello Roesler

Florianópolis

Universidade Federal de Santa Catarina

2010

DEDICATÓRIA

Ao meu avô, Victorio, que aonde quer que
esteja,
está orgulhoso de seu neto.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente gostaria de agradecer a minha mãe, Helena, este exemplo de mulher e maior incentivadora deste sonho.

Ao meu querido irmão, Cauê, que não poupou esforços em me ajudar na realização deste trabalho.

Aos meus orientadores, Ari e Rodrigo, pelo tempo despendido me ensinando e me ajudando na confecção deste importante trabalho.

À todos os integrantes do Laboratório de Engenharia Biomecânica que também contribuíram muito para a realização deste trabalho.

Aos meus colegas de faculdade pela convivência ao longo destes anos, passando muitas vezes mais tempo com eles do que com a própria família.

RESUMO

Introdução: O LCA é um dos responsáveis pela estabilização do joelho, limitando a rotação interna e translação anterior da tibia. Sua ruptura é a lesão mais comum do joelho humano, afetando a funcionalidade. O tratamento cirúrgico se provou o mais eficaz método de tratamento, surgindo ao longo dos tempos diversas técnicas cirúrgicas e sistemas de fixação, fatores que influenciam diretamente no resultado cirúrgico.

Objetivos: Avaliar a resistência de fixação e o modo de falha na reconstrução do LCA com parafuso de interferência bioabsorvível.

Métodos: Nove joelhos porcinos foram escolhidos para a reconstrução do LCA. Parafuso de interferência bioabsorvível de 8x25mm foi inserido em túnel ósseo de 10 mm.

Uma peça passou apenas pelo ensaio estático, servindo como caso piloto. As demais passaram por pré-condicionamento dinâmico, sendo aplicados 500 ciclos com força máxima de 200N, força mínima de 60N e frequência de 0,2Hz. As peças que não sofreram falha, foram submetidas à ensaio estático, com pré-carga de 10N por 5 minutos e tração com velocidade de 50mm/min até a falha do sistema de fixação.

Resultados: O caso piloto apresentou resistência máxima de 353,54N e o modo de falha foi avulsão. Quatro peças sofreram falha durante pré-condicionamento dinâmico. Em dois corpos de prova o modo de falha foi escorregamento e em outros dois, foi avulsão. A média de resistência máxima foi de 319,30(± 75)N.

Conclusão: A média da resistência máxima da fixação da reconstrução do LCA na tibia com parafuso de interferência bioabsorvível é de 319,30 (± 75)N. Os modos de falha da fixação da reconstrução do LCA na tibia são escorregamento, com média de resistência máxima de 304,24N e avulsão, com média de 334,37N.

ABSTRACT

Background: The ACL is one of the responsible for stabilizing the knee, limiting internal rotation and anterior tibial translation. Its rupture is the most common injury of the human knee, affecting the functionality. Surgical treatment has proven the most effective method, developed over the past years several surgical techniques and fastening systems, factors that directly influence the outcome.

Objective: To evaluate the strength and method of failure of fixation in ACL reconstruction with bioabsorbable interference screws.

Method: Nine porcine knees were chosen for the ACL reconstruction. Bioabsorbable interference screws with 8x25mm, were inserted into the 10mm bone tunnels. A number went just by the static test, serving as a pilot case to assess the fixation method. The other underwent dynamic testing of 500 cycles with maximum force of 200N, minimum of 60N and frequency of 0,2 Hz. Parts that have no suffered fault, underwent static testing, with pre-load of 10N for 5 minutes with traction and speed of 50mm/min to failure of fixation system.

Results: The pilot case gained 353,54N of maximum strength and avulsion as a method of failure. Four pieces suffered failure during dynamic test, not being considered. Two plays suffered slipping and two others suffered avulsion. The mean maximum strength recorded was 319,30 (± 75) N.

Conclusion: The average maximum strength of fixation of tibial ACL reconstruction with bioabsorbable interference screw is 319,30 (± 75) N. The failure mode of fixation of ACL reconstruction in the tibia are slipping, with an average maximum strength of 304,24N and avulsion, with an average of 334,37N.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Visão intra-articular do joelho.....	1
Figura 2 – Irrigação vascular do joelho.....	2
Figura 3 – Bandas do LCA em extensão e flexão do joelho.....	3
Figura 4 - Parafuso de interferência bioabsorvível.....	9
Figura 5 – Corpo de prova na garra de fixação do ensaio.....	10
Figura 6 – Resistência da fixação de cada corpo de prova submetido ao ensaio estático.....	11

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

°C	Graus Celsius
ACL	Anterior Cruciate Ligament
CP	Corpo de prova
HA	Hidroxiapatita
Hz	Hertz
Kg	Quilograma
LCA	Ligamento cruzado anterior
mm	Milímetro
mm/min	Milímetro por minuto
N	Newton
N/mm	Newton por milímetro
PLA	Ácido polilático

SUMÁRIO

FALSA FOLHA DE ROSTO.....	i
FOLHA DE ROSTO.....	ii
DEDICATÓRIA.....	iii
AGRADECIMENTOS	iv
RESUMO	v
ABSTRACT	vi
LISTA DE FIGURAS	vii
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	viii
SUMÁRIO	ix

1. INTRODUÇÃO	1
1.1 Princípios Básicos do Ligamento Cruzado Anterior	1
1.2 Função e Orientação Espacial do Ligamento Cruzado Anterior Hígido	3
1.3 Mecanismos de Lesão	4
1.4 Métodos de Tratamento	4
1.4.1 Escolha do Enxerto	5
1.4.2 Métodos de Fixação	5
1.5 Avaliação Biomecânica	6
2. OBJETIVOS	8
3. MÉTODOS	9
4. RESULTADOS	12
5. DISCUSSÃO	14
6. CONCLUSÃO	17
REFERÊNCIAS	18
NORMAS ADOTADAS	21

1 INTRODUÇÃO

O ligamento cruzado anterior é composto por duas bandas de fibras de colágeno multifasciculares e paralelas, principalmente colágeno tipo I, fazendo a ligação entre o fêmur e a tíbia e cuja função está intimamente ligada à estabilidade do joelho.

1.1 Princípios Básicos do Ligamento Cruzado Anterior

O ligamento cruzado anterior é formado por duas bandas funcionais, banda anteromedial e banda posterolateral, envoltas por membrana sinovial. Devido a seu trajeto intra-articular (Figura 1) e seu revestimento por membrana sinovial é classificado como intra-articular porém extrasinovial¹⁻².

O trajeto da origem à inserção do ligamento cruzado anterior se dá desde a superfície medial do côndilo femoral lateral, perfazendo um trajeto oblíquo e curso em espiral lateral em sua passagem intra-articular, até a inserção na fossa intercondilar, anterolateral à espinha tibial medial e lateralmente ao corno anterior do menisco medial^{1,3-4}. Esta inserção anterolateral na tíbia e o seu cruzamento com o ligamento cruzado posterior em sua porção intra-articular, que o faz receber esta denominação de ligamento cruzado anterior⁵.

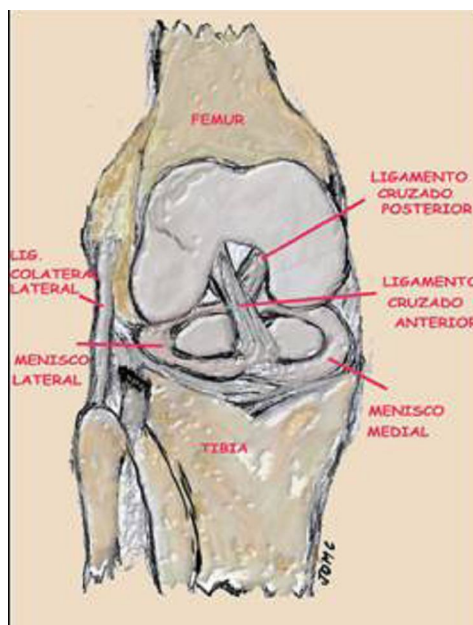


Figura 1. Visão intra-articular do joelho¹

O LCA mede 32 mm (22-41 mm) de comprimento e 10 mm de largura (7-12 mm)²⁻⁶. Sua área de secção tem 35 mm² em sua porção média⁶, indo de 34 mm² em sua extremidade femural a 42 mm² em sua extremidade tibial³.

Quanto à inserção do LCA na tíbia, a banda anteromedial insere-se na porção anteromedial do platô tibial e a banda posterolateral insere-se na porção posterolateral do referido platô, vindo da posição da inserção, a denominação das bandas.

A irrigação sanguínea (Figura 2) é feita principalmente pela artéria genicular média (artéria média do joelho), com contribuição de ramos das artérias genicular inferior medial e lateral (artérias inferiores medial e lateral do joelho). Estudos indicam que os tecidos moles (coxim adiposo infrapatelar e membrana sinovial) servem de mediadores para o suprimento sanguíneo do LCA, devendo ser evitado suas retiradas durante o procedimento cirúrgico⁷.

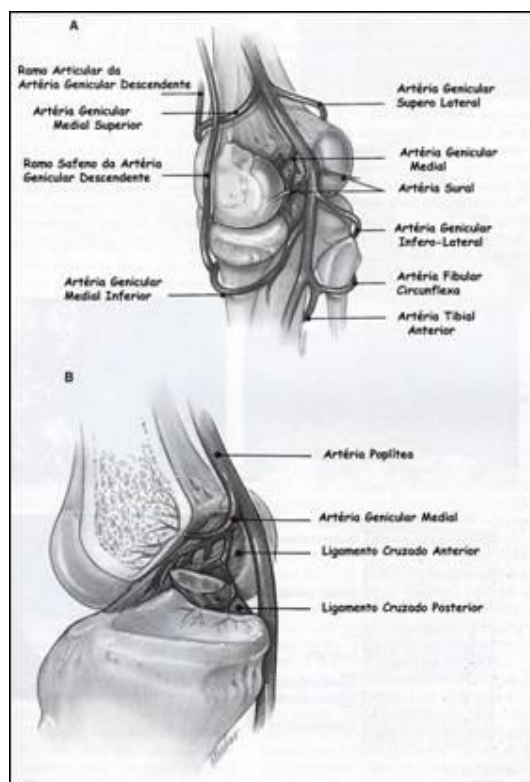


Figura 2. Irrigação vascular do joelho⁵

O LCA é innervado por ramos articulares posteriores do nervo tibial, sendo uma estrutura rica em mecanorreceptores como Corpúsculos de Golgi, com grande sensibilidade quanto ao movimento, posição e tensão do ligamento³⁻⁶ e ainda grande sensibilidade a dor⁸.

Em relação ao seu desenvolvimento embriológico, o ligamento cruzado anterior se desenvolve entre a oitava e a décima quarta semana de gestação a partir da linha interarticular do joelho, juntamente com os ligamentos colaterais⁹. O LCA do feto se apresenta como um

conjunto de células orientadas paralelamente sendo de maior vascularização e componentes celulares⁶ do que o LCA adulto.

1.2 Função do Ligamento Cruzado Anterior.

O LCA possui como função primordial a estabilização do joelho juntamente com outros ligamentos, sendo responsável pela limitação da rolagem posterior dos côndilos femorais sobre o platô tibial durante a flexão e o deslocamento posterior do fêmur sobre a tibia, além da hiperextensão da articulação do joelho¹⁰.

As bandas anteromedial e posterolateral são as limitadoras destes movimentos, sendo aquela responsável pelo equilíbrio durante a flexão do joelho e esta pelo equilíbrio durante a extensão do joelho, através da alteração na tensão destas bandas (Figura 3).

Quando o joelho é estendido, as bandas anteromedial e posterolateral estão paralelas, sendo a posterolateral em tensão e a anteromedial relativamente relaxada, evitando assim a hiperextensão da articulação do joelho.

Já na flexão do joelho, a banda anteromedial é rotacionada lateralmente em relação a banda posterolateral, sofrendo tensão, enquanto que a posterolateral está relaxada^{1, 2- 6}, evitando assim a rolagem posterior dos côndilos femorais sobre o platô tibial e o deslocamento posterior do fêmur sobre a tibia.

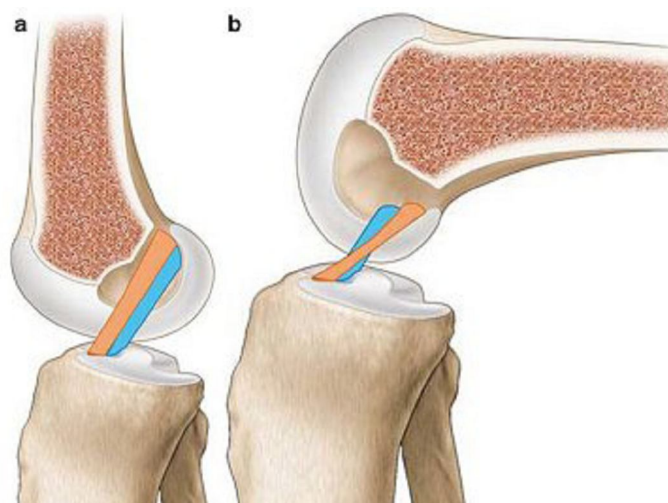


Figura 3 – Bandas do LCA em extensão e flexão do joelho.

Laranja – Banda anteromedial. Azul – Banda posterolateral⁶.

1.3 Mecanismos de Lesão

A articulação do joelho é basicamente sinovial do tipo gínglimo, sendo a maior articulação e mais superficial do corpo humano e de baixa estabilidade se comparada à outras articulações¹⁰. Esta baixa estabilidade é devida principalmente a estrutura óssea do joelho e aos movimentos de deslizamento e rolamento, e de rotação em torno de um eixo vertical¹⁰⁻¹¹.

A injúria mais comum do joelho humano é a ruptura do ligamento cruzado anterior¹²⁻¹³, estima-se que nos EUA haja de 75.000 a 100.000 casos/ano de procedimento de reconstrução de LCA³⁻⁴. Trata-se de uma lesão extremamente freqüente e com repercussões importantes na diminuição da habilidade funcional, na instabilidade do joelho, na degeneração dos meniscos e da cartilagem articular adjacente^{1, 2-14} podendo levar ainda, segundo alguns autores, a uma osteoartrite tibiofemoral a longo prazo¹⁵⁻¹⁶.

Segundo a literatura, alguns fatores podem ser apontados como os principais responsáveis por este tipo de lesão, tais como: (1) mudança de direção combinada com desaceleração, (2) aterrissagem de um salto com extensão completa do joelho, (3) rotação do quadril com o joelho em extensão e o pé preso ao solo¹¹⁻¹⁷.

Alguns fatores de risco devem ser levados em consideração quando falamos de ruptura de LCA pois aumentam a incidência da lesão. Fatores como: (1) ambientais (clima seco, tempo quente), (2) interação pé-solo, (3) anatômicos (tamanho do LCA, ângulo do quadríceps femoral), (4) história familiar prévia, (5) hormônios sexuais (principalmente femininos) e (6) tamanho da fossa intercondilar¹⁸.

1.4 Métodos de Tratamento

Alguns estudos apontam que tecidos com pouca irrigação sanguínea como o LCA, possuem baixo poder de regeneração²⁻³. Por este motivo, o padrão-ouro aceito hoje em dia para tratamento de ruptura de LCA é a cirurgia, para restaurar a funcionalidade e a biomecânica do joelho do paciente.

A cirurgia é feita por via artroscópica usando enxerto para substituir o LCA lesado. Além da escolha do enxerto, podemos destacar o método de fixação escolhido para a técnica cirúrgica como outro fator de influência no prognóstico.

1.4.1 Escolha do Enxerto

Os enxertos de maior uso em técnicas operatórias atualmente são o tendão patelar e o tendões do semitendíneo-grácil. Inúmeros são os estudos que tentam estabelecer diferenças significativas de um de enxerto em relação ao outro, porém não conseguem estabelecer de forma significativa¹⁹. Em relação às vantagens do tendão patelar, podemos destacar sua maior resistência e rigidez em relação ao LCA nativo, porém há um número mais significativo de pacientes com déficit de extensão e dor no compartimento anterior do joelho¹⁹. Já os tendões semitendíneo-grácil, segundo alguns autores, apresentam como desvantagem um persistente déficit em movimentos de flexão e rotação interna²⁰⁻²¹.

1.4.2 Métodos de Fixação

A resistência de fixação é de extrema importância para o sucesso do procedimento, sendo influenciado diretamente pela escolha do método de fixação. Durante a escolha dos métodos, o cirurgião deve buscar: (1) resistência inicial suficiente para evitar falha da fixação; (2) rigidez suficiente para restabelecer a estabilidade do joelho; (3) fixação anatômica para manutenção de adequado movimento do joelho e (4) adequada resistência contra escorregamento em condições de carga para evitar a perda gradual da reconstrução durante o período pós-operatório¹.

É na fixação tibial que se encontram os maiores índices de fracasso na reconstrução do LCA, devido a sua menor densidade óssea e pelo maior impacto de forças de cisalhamento¹⁷.

Valores descritos por alguns estudos apontam que o LCA nativo de indivíduo jovem é capaz de suportar 2160 N com um rigidez de 248 N/mm. Porém, sabe-se que as forças que agem no LCA no cotidiano de um indivíduo hígido, não superam 20% deste valor. Como exemplo, podemos citar o movimento de descer escadas, que age sobre o LCA com uma força de 445 N²². Sendo assim, para suportar uma reabilitação das atividades diárias é necessário que a carga de segurança mínima seja de 454N²³⁻²⁴.

O uso de parafuso de interferência é o método de fixação padrão-ouro na técnica de fixação osso-tendão-osso por possuir boa resistência e capacidade de integração óssea²⁵. O parafuso neste caso desempenha um papel de cunha ao fixar a extremidade óssea do enxerto à parede óssea.

O parafuso de interferência para reconstrução do ligamento cruzado anterior pode ser encontrado sob composição de titânio ou de material bioabsorvível. Os parafusos

bioabsorvíveis são compostos principalmente por ácido polilático (PLA) e fosfato tricálcico (TCP) ou ácido polilático e hidroxiapatita (HA) variando a proporção de cada substância presente em relação ao fabricante²⁶. Alguns autores demonstraram que não há diferenças clínicas significativas entre as composições de parafuso bioabsorvíveis²⁶.

A escolha do parafuso de interferência a ser utilizado tem sido fonte de extenso material científico devido a diferença do custo, resistência, rigidez, métodos de falha, complicações pós-operatórias e fixação a longo prazo²⁵⁻²⁷.

Em relação ao parafuso de interferência metálico, poderíamos citar como vantagens em seu uso o seu menor custo de mercado e os bons resultados de fixação, sendo amplamente utilizado na reconstrução do LCA²⁷. Em relação às desvantagens poderíamos citar:

(1) parafuso mantido permanentemente no túnel ósseo, (2) risco aumentado de laceração de enxerto e suturas, (3) dificuldade da remoção em uma possível revisão cirúrgica e (4) comprometimento da imagem de ressonância magnética no pós-operatório²⁷.

Já em relação ao parafuso bioabsorvível, poderíamos citar como vantagens, a absorção do parafuso facilitando a revisão cirúrgica e a não existência de distorção de imagem no exame de ressonância magnética no pós-operatório²⁷.

Vários estudos, principalmente prospectivos, avaliam as desvantagens no uso do parafuso bioabsorvível, tais como: (1) tempo de absorção de 2 a 5 anos, (2) risco de reação sinovial e formação de abscessos e cistos, (3) maior queixa de dor em região tibial, (4) maior custo de mercado²⁸.

1.5 Avaliação Biomecânica

Para avaliarmos os diversos tipos de enxertos e fixações podemos usar ensaio *in vitro* havendo a possibilidade de se empregar ossos de origens diferentes (de cadáver humano, de bovino ou de porcino), enxertos diferentes (patelar suíno, flexor suíno, extensor bovino, retináculo bovino, patelar humano ou semitendíneo humano)¹⁷ e ainda a região da reconstrução a ser testada, se proximal, fêmur/enxerto, se distal, tibia/enxerto ou toda a reconstrução, fêmur/enxerto/tibia.

O joelho de cadáver humano é de difícil obtenção para utilização neste tipo de trabalho. Além disso, a idade do doador influencia diretamente na avaliação, haja visto que quanto maior a idade, menor a resistência do LCA.

Sendo assim, o uso de outros modelos para estudo do LCA torna-se uma alternativa favorável pela maior facilidade na aquisição e pela possibilidade de adequação de amostras em relação a idade, o que leva a resultados mais fidedignos, facilitando as comparações.

Dentre as opções de modelos para ensaios, podemos destacar o modelo porcino, que é bastante utilizado em estudos de avaliação biomecânica do LCA^{1, 17}. Para se escolher o modelo porcino, devemos seguir alguns princípios: (1) analogia apropriada; (2) transferibilidade de informações; (3) uniformidade genética nas amostras; (4) conhecimento das propriedades biológicas; (5) custo e disponibilidade; (6) generalização de resultados; (7) fácil adaptação à manipulação experimental; (8) consideração ecológica e (9) implicações éticas e sociais²⁹.

2 OBJETIVOS

Avaliar a resistência e o modo de falha da fixação da reconstrução do ligamento cruzado anterior com parafuso bioabsorvível na tíbia.

3 MÉTODOS

Para se realizar este estudo, de avaliação da resistência de fixação com parafuso de interferência bioabsorvível, optou-se pela utilização de modelo animal em ensaios biomecânicos *in vitro*.

O modelo animal escolhido foi o porcino da raça Landrace, sendo utilizados 09 joelhos ($n=09$), adquiridas de um único fornecedor. Estes animais foram abatidos com 2 anos de idade e média de peso de 400 kg. As peças foram transportadas em câmaras frigoríficas apropriadas até a sua chegada ao Laboratório de Técnica Operatória e Cirurgia Experimental do Hospital Universitário da Universidade Federal de Santa Catarina onde foram armazenadas congeladas em freezer com temperatura de -22°C .

Para a preparação das peças, primeiramente foi feito o descongelamento em ambiente com temperatura de 20°C durante 24 horas. Após o descongelamento completo da peça, foi realizada a dissecação, sendo preservado apenas a parte da peça correspondente a o joelho, com tibia, patela e ligamento patelar.

Após a dissecação, foi retirado a patela junto com ligamento patelar na sua totalidade (enxerto) que foi desinserido da tuberosidade anterior da tibia. Foi retirado então, um bloco ósseo medindo 10x25mm do terço medial da patela, sendo feito um orifício com fio de Kirchner de 1 mm na parte distal do bloco ósseo para que fosse passado neste orifício um fio de ethibond número 5 (Ethicon, São Paulo, Brasil) servindo para a passagem do bloco ósseo no túnel ósseo. Tais medidas foram feitas com uso de uma régua comercial medidora de tendões e conferidas com um paquímetro digital (Starret 727, ITU, São Paulo).

A seguir, com a ajuda de um fio guia de Kirchner e sob angulação de 55° , foi feito perfuração na tibia com uma broca de 10 mm obtendo-se um túnel ósseo de mesmo diâmetro, sendo que este orifício tinha saída no sítio de inserção tibial do LCA.

A fixação do parafuso (Figura 4) de interferência bioabsorvível de 8x25mm (Inion, Tampere, Finlândia) foi feita com guia metálico (fio de Kirchner) até que o parafuso fizesse contato direto com a superfície esponjosa do bloco ósseo e até sua penetração total dentro do túnel ósseo.



Figura 4 – Parafuso de interferência bioabsorvível

Para a fixação do tendão patelar, parte livre, na garra da máquina de ensaios, foi realizada a técnica de sutura de Krackow com fio Ethibond número 5 (Ethicon, São Paulo, Brasil) em toda extensão do tendão e utilizado SuperBonder® Gel na superfície do tendão com a sutura. A tibia foi fixada com parafusos Allen com uma garra especial.

Para os ensaios biomecânicos, a peça foi submetida primeiramente por um pré-condicionamento cíclico no qual foram aplicados 500 ciclos de carga com uma força mínima de 60N e uma força máxima de 200N e frequência de 0,2Hz em uma máquina de ensaios mecânicos da marca Brasválvula, modelo BMED10160/ATP.

Em uma máquina universal de ensaios mecânicos da marca EMIC, modelo DL3000, após o pré-condicionamento, foi realizado o ensaio estático (Figura 5) no qual foi aplicado uma pré-carga de 10N por 5 minutos para então ser realizada a tração axial com velocidade de 50mm/min sob um ângulo de 0° em relação ao túnel ósseo (paralelo ao túnel ósseo) até a falha do conjunto.

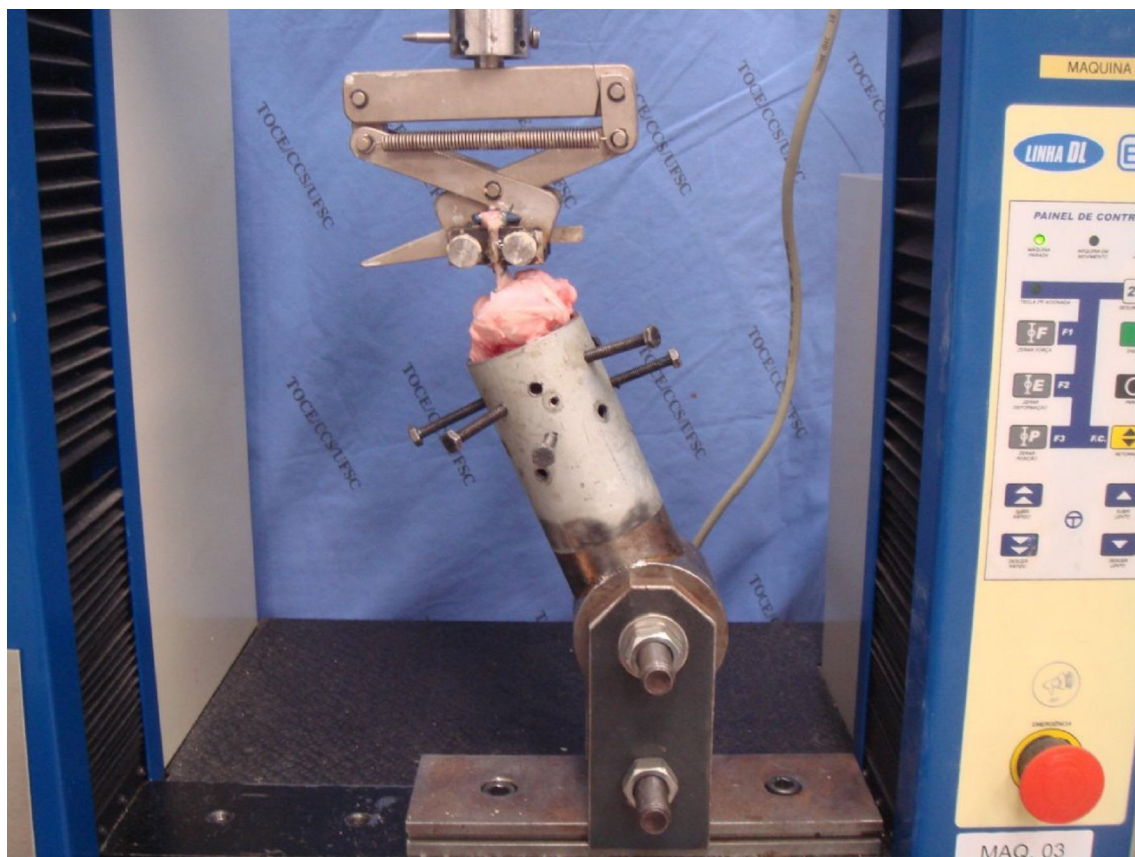


Figura 5 – Corpo de prova preparado para realização de ensaio.¹⁷

Foram obtidas as curvas de força (N) X descolamento (mm), e anotado o modo de falha do sistema.

4 RESULTADOS

Para se avaliar a resistência da fixação do enxerto com parafuso bioabsorvível, foi obtida a resistência máxima e o modo de falha (Tabela 1 e Figura 6), a média e o desvio-padrão (Tabela 2).

Tabela 1 – Modo de falha e resistência máxima das fixações com parafuso bioabsorvível na tíbia.

<i>Corpo de prova (CP)</i>	<i>Modo de Falha</i>	<i>Resistência Máxima (N)</i>
01	Avulsão	< 200
02	Escorregamento	< 200
03	Avulsão	415,60
04	Escorregamento	< 200
05	Avulsão	253,14
06	Escorregamento	< 200
07	Escorregamento	341,89
08	Escorregamento	266,59

O corpo de prova utilizado como piloto apresentou avulsão como modo de falha, sendo obtida uma resistência máxima de 353,94N.

Figura 6 – Resistência de fixação de cada corpo submetido ao ensaio estático

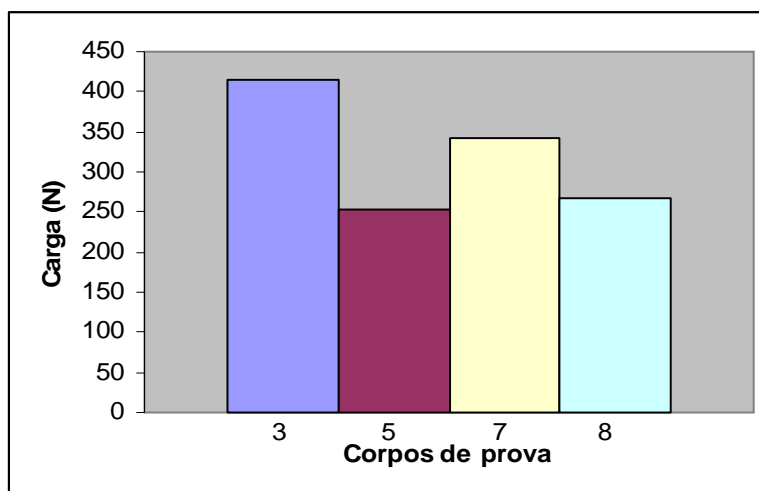


Tabela 2 – Resistência máxima das fixações dos corpos submetidos ao ensaio estático com a respectiva média.

<i>Corpo de prova (CP)</i>	<i>Resistência Máxima (N)</i>
03	415,60
05	253,14
07	341,89
08	266,59
Média	319,30(± 75)N.

A média da resistência máxima foi de 319,30(± 75)N.

A resistência da fixação por modo de falha (Tabela 3):

Tabela 3 – Resistência da fixação por modo de falha.

<i>Resistência máxima</i>	<i>Escorregamento</i>	<i>Avulsão</i>
Máxima	341,89N	415,60N
Mínima	266,59N	253,14N
Média	304,24N	334,37

Entende-se por avulsão, a ruptura do tendão patelar junto ao bloco ósseo, permanecendo o bloco ósseo no túnel ósseo.

Escorregamento é a presença do bloco ósseo junto ao tendão patelar após a falha.

Os corpos de prova 01, 02, 04 e 06 sofreram falha durante o pré-condicionamento dinâmico, não sendo possível obter a resistência máxima; sabe-se apenas que a resistência máxima de falha foi menor que 200 N.

Os demais corpos de prova passaram pelo pré-condicionamento dinâmico e ensaio estático conforme proposto.

Como o objetivo deste estudo é de avaliar a resistência da fixação com parafuso bioabsorvível, considerou-se para fins de valores de resistência máxima, apenas os corpos de prova em que se obteve seu modo de falha e a resistência máxima registrados durante o ensaio estático.

5 DISCUSSÃO

A ruptura do ligamento cruzado anterior é a lesão mais comum do joelho humano, sendo que o método padrão-ouro para reconstrução é a cirurgia. O desempenho apresentado pela reconstrução ligamentar no período pós-operatório imediato é fonte de vários estudos acerca de suas variáveis^{14,17}, entre elas, a resistência de fixação e modos de falha, sendo estes, os parâmetros de investigação propostos no presente estudo. Atualmente, há uma tendência pela aceleração da reabilitação no pós-operatório, que está exigindo dos métodos de fixação uma capacidade de suportar cargas cada vez mais cedo.

No presente trabalho, o parafuso de interferência bioabsorvível foi escolhido para fixação do tendão patelar na reconstrução do LCA. As variáveis analisadas nos ensaios biomecânicos de avaliação do desempenho da reconstrução ligamentar foram a resistência mecânica e o modo de falha da fixação. Nos ensaios biomecânicos cada conjunto tíbia + parafuso de interferência + tendão patelar (enxerto), denominado corpo de prova (cp), foi submetido à pré condicionamento sob carregamento cíclico e, após, submetido à ensaio de resistência mecânica (estático) para determinar o máximo valor de força suportado pela fixação do enxerto à estrutura óssea. Foi utilizado parafuso de interferência bioabsorvível de 8x25mm, túnel ósseo de 10mm e bloco ósseo de 10mm. O pré-condicionamento foi realizado com 500 ciclos de carga. A velocidade de aplicação da força no ensaio estático foi de 50mm/min.

Os resultados obtidos indicaram que quatro corpos de prova (cps) sofreram falha durante a fase de pré-condicionamento cíclico. Considerando que o referido pré-condicionamento impunha forças entre 60 e 200N à fixação, a falha destes 4 cps indica que a fixação dos mesmos resistiu a forças menores que 200N. Consequentemente, não foi possível submeter esses 4 cps ao ensaio estático para estimar a força máxima de resistência da fixação ligamentar.

Quatro corpos de prova suportaram o pré-condicionamento cíclico e puderam ser submetidos ao ensaio estático de resistência mecânica ($n=04$). Destes, 2 cps sofreram avulsão e 2 cps sofreram escorregamento. A média da resistência máxima, considerando estes 4 cps, foi de 319,30(± 75)N.

Seil et al³⁰ em um estudo que inclui 10 tíbias porcinas com parafusos bioabsorvíveis de 7x23mm e túnel ósseo de 10mm, submetidas a 500 ciclos de pré-condicionamento

dinâmico de 60 a 250N seguidos de ensaio estático com velocidade de 50mm/min obtiveram como resultado 1 avulsão, 3 escorregamentos e 6 fraturas do bloco ósseo. A média da resistência máxima para estes 10 cps foi igual a 797 (± 87)N. Acreditamos que o predomínio da fratura do bloco ósseo e também o maior valor de média de resistência, comparado ao presente estudo, possa ser explicado pela metodologia aplicada por este autor. Seil et al³⁰ montaram seu corpo de prova com eixo de tração com 0° em relação ao eixo da tíbia, isto é, paralelo ao eixo da tíbia, e a 45° com o eixo do túnel ósseo, causando uma decomposição da força de tração, aumentando a magnitude da força necessária para superar a resistência de fixação. Em nosso estudo, o eixo de tração está paralelo ao eixo do túnel ósseo, de modo que a força aplicada pela máquina de ensaios é integralmente transmitida à fixação.

Kousa et al¹⁴ em estudo que inclui 10 tíbias porcinas com enxerto patelar fixado com parafuso de interferência bioabsorvível de rosca romba de 7x25mm e túnel ósseo de 9mm realizaram ensaios biomecânicos iniciando com 100 ciclos a 150N e aumentando 50N a cada 100 ciclos até chegar a 850N de pré-condicionamento dinâmico, seguido de ensaio estático com velocidade de 50mm/min. A força foi aplicada em direção paralela à direção do túnel ósseo. Em seus resultados, obtiveram 8 escorregamentos, 1 avulsão e 1 fratura do bloco ósseo e média de resistência máxima de 605 (± 142)N. Em relação a diferença de valores da média de resistência máxima da fixação entre o estudo de Kousa et al¹⁴ e o presente estudo, verifica-se que Kousa et al¹⁴ utilizou bloco ósseo proveniente da tuberosidade anterior da tíbia para a fixação, diferentemente do presente estudo que utilizou bloco ósseo proveniente da patela, de maior rigidez com relação à tíbia. Nossa hipótese é de que a uniformidade do bloco ósseo com a tíbia e sua menor rigidez em relação ao bloco ósseo retirado da patela, possibilite um maior afundamento das cristas do parafuso na estrutura óssea da tíbia e do bloco ósseo, promovendo assim um maior atrito “bloco ósseo + parafuso + tíbia” necessitando de maior força de tração para superar a resistência da fixação.

Efe et al¹³ em um estudo que inclui 20 tíbias porcinas e fixação com parafuso bioabsorvível (osso bovino) de rosca romba 8x21mm e túnel ósseo de 10mm, realizaram ensaio biomecânico com 1000 ciclos de pré-condicionamento dinâmico de 40 a 400N seguido de ensaio estático com velocidade de 50mm/min. Nos resultados, obtiveram escorregamento como modo de falha em todos estes 20 corpos de prova, obtendo média de resistência máxima de 678 (± 150)N. Nota-se que Efe et al¹³ não obtiveram nenhuma avulsão como modo de falha, nos levando a formular uma hipótese para este fato. Os referidos autores, durante a montagem de suas peças para o ensaio, dissecaram somente o terço medial do ligamento patelar mantendo-o unido ao bloco ósseo retirado da tuberosidade anterior da tíbia. No nosso

estudo, usamos o ligamento patelar inteiro, isto é, não dissecamos somente o terço medial. Porém, como o bloco ósseo utilizado foi de 10 mm, tivemos que dissecar algumas fibras do ligamento patelar em sua junção com bloco ósseo. O fato de termos um tendão patelar com maior largura em relação ao bloco ósseo, gerou um concentrador de tensões na junção tendão patelar-bloco ósseo, tornando-o mais suscetível à falha e, portanto, contribuindo para a avulsão do tendão registrada no nosso estudo. Com a utilização do terço medial do tendão patelar da mesma largura do bloco ósseo, no estudo de Efe et al¹⁴ houve anulação desse concentrador de tensões na parte da junção tendão patelar-bloco ósseo diminuindo as chances de ocorrência de avulsão. Nossa idéia inicial seria obter a resistência da fixação do parafuso com bloco ósseo, porém a falha ocorreu, em alguns casos, na transição osso-tendão por uma concentração de força neste ponto e também para facilitar a fixação do tendão na garra. Isto nos leva a inferir que seja interessante para futuros trabalhos que se mantenha no tendão a mesma largura do bloco ósseo.

Já em relação à maior média de resistência de fixação obtida por Efe et al¹³, devemos considerar que o referido autor, assim como Kousa et al¹⁴, utilizou bloco ósseo retirado da tuberosidade anterior da tíbia, levando também a um aumento do atrito pela maior interação “bloco ósseo + parafuso + tíbia” necessitando de maior força para superar a resistência de fixação.

Observamos que os valores da resistência da fixação muitas vezes excedem aos necessários para liberar o paciente a realizar atividades cujas tensões são superiores²². Por esta razão, devemos nos precaver quanto a liberação do paciente no pós-operatório imediato que possam comprometer a reconstrução do ligamento.

As observações do presente trabalho nos levam a entender muitas das variáveis que influem na resistência das fixações do ligamento cruzado anterior e nos estimulam a continuar pesquisando os diferentes métodos de fixação com parafusos bioabsorvíveis e assim, tentar alcançar maiores valores de resistência sem comprometer a estabilidade do joelho.

6 CONCLUSÃO

1 - A média da resistência máxima da fixação da reconstrução do LCA na tíbia com parafuso de interferência bioabsorvível é de 319,30 (± 75)N.

2 - Os modos de falha da fixação da reconstrução do LCA na tíbia são escorregamento e avulsão. Sendo que no primeiro, a média da resistência máxima é de 304,24 e no segundo 334,37.

REFERÊNCIAS

1. Da Costa R B. Propriedades mecânicas do ligamento cruzado anterior em modelo porcino [trabalho de conclusão de curso]. Florianópolis. Universidade Federal de Santa Catarina. Curso de Medicina: 2007.
2. Zantop T, Petersen W, Sekiva JK, Musahl V, Fu FH. Anterior cruciate ligament anatomy and function relating to anatomical reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2006; 14(10):982-992.
3. Duthon VB, Barea C, Abrassart S, Fasel JH, Fritschy D, Ménétrey J. Anatomy of the anterior cruciate ligament. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2006; 14(3):204-213.
4. Starman JS, Ferreti M, Jarvela T, Buoncristiani A, Fu FH. Anatomy and biomechanics of the anterior cruciate ligament. In: Prodromos CC, Brown CH, Fu FH, Gobbi A. editors. *The anterior cruciate ligament: reconstruction and basic science.* Philadelphia: Elsevier: 2008. p. 3-11.
5. Castro JOM, Pereira PP, Marchetto A, Telini AC. Anatomia e biomecânica do ligamento cruzado anterior. *Revista da Sociedade Brasileira de Cirurgia do Joelho.* 2003. jan-abr/2003; 3(1):11.
6. Bicer EK, Lustig S, Servien E, Selmi TAS, Neyret P. Current knowledge in the anatomy of the human anterior cruciate ligament. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* [periódico na internet] 2009. [acesso em 2010 Jul 28]; 10p. Disponível em: <http://www.srpingerlink.com/content/hh71130525026388/>
7. Arnoczky SP. Blood supply to the anterior cruciate ligament and supporting structures. *Orthop Clin North Am.* 1995 Jan; 16(1):15-28.
8. Schutte MJ, Dabeizes EJ, Zimny ML, Happel LT. Neural anatomy of the human anterior cruciate ligament. *J. Bone Joint Surg.* [periódico na internet] 1987. [acesso em 2010 Ago 04]; 6p. Disponível em: <http://www.ejbs.org/cgi/reprint/69/2/243.pdf>
9. Hosea TM, Tria AJJ, Bechler JR. Embriology of the Knee. In: Scott WN - *The Knee.* Mosby: 1994. p. 03-13.
10. Moore LK, Dalley AF. *Anatomia orientada para clínica.* 5ª edição. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2007.
11. Schmitt K, Niederer PF, Muser M, Walz F. *Trauma biomechanics: accidental injury in traffic and sports.* 2nd ed. New York: Springer; 2007.
12. Friedberg RP, Fields KB. Anterior cruciate ligament injury. UpToDate [site da internet]. [acesso em 2010 Jul 30]. Disponível em: <http://www.updtodate.com/patients/content/topic.do?topickey=~VJgfu>

13. Efe T, Bauer J, Herdrich S, Gotzen L, El-Zavat BF, Schmitt J. et al. Comparison between bovine bone and titanium interference screws for implant fixation in ACL reconstruction: a biomechanical study. *Arch Orthop Trauma Surg* [periódico na internet]. 2010 [acesso em 2010 Jul 15]; 7p. Disponível em: <http://www.springerlink.com/content/5464am1080217x17>
14. Kousa P, Jarvinen TPN, Kannus P, Jarvinen M. Initial fixation strength of bioabsorbable and titanium interference screws in anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med*. 2001; 29(4)420-425.
15. Meunier A, Odensten M, Good L. Long-term results after primary repair or non-surgical treatment of anterior cruciate ligament rupture: a randomized study with a 15-year follow-up. *Scand J Med Sci Sports*. 2007; p. 230-237.
16. Neuman P, Englund M, Kostogiannis I, Fridén T, Roos H, Dahlberg LE. Prevalence of tibiofemoral osteoarthritis 15 years after nonoperative treatment of anterior cruciate ligament injury: a prospective cohort study. *Am J Sports Med*. 2008; 36ed. P.1717-1725.
17. Braga Jr RV. Estudo experimental comparativo da resistência da fixação da reconstrução do ligamento cruzado anterior com parafuso de interferência com diferentes diâmetros. [trabalho de conclusão do curso]. Florianópolis. Universidade Federal de Santa Catarina. Curso de Medicina: 2010.
18. Alentorn-Geli E, Myer GD, Silvers HJ, Samitier G, Romero D, Lázaro-Haro C, et al. Prevention of non-contact anterior cruciate ligament injuries in soccer players. Part 1: Mechanisms of injury and underlying risk factors. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2009; 17(7)705-729.
19. Paolo A, Francesco G, Buzzi R, Biddau F, Sasso F. Anterior cruciate ligament reconstruction: bone-patellar tendon-bone compared with double semitendinosus and gracilis tendon grafts. *J Bone Joint Surg Inc*. 2004.
20. Eriksson K, Anderberg P, Hamberg P, Lofgren AC, Bredenberg M, Westman I, et al. A comparison of quadruple semitendinosus and patellar tendon grafts in reconstruction of the anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg*. 2001; 83; 348-354.
21. Nakamura N, Horibe S, Sasaki S, Kitaguchi T, Tagami M, Mitsuoka T, et al. Evaluation of active knee flexion and hamstring strength after anterior cruciate ligament reconstruction using hamstring tendons. *Arthroscopy*. 2002; 18:598-602.
22. Kousa P, Jarvinen TLN, Vihavainen M, Kannus P, Jarvinen M. The fixation strength of six hamstring tendon graft fixation devices in anterior cruciate ligament reconstruction. Part 1: Femoral site. *Am J Sports Med*. 2003; 31(2)174-81.
23. Brand J, Weiler A, Caborn DNM, Brown CH, Johnson DL. Graft fixation in cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med*. 2000; 28(5);761-774.
24. Noves FR, Butler DL, Grood ES, Zenicke RF, Hefzy MS. Biomechanical analysis of human ligament grafts used in knee ligament repairs and reconstructions. *J Bone Joint Surg Am*. 1984; 66(3)344-352.

25. Beevers DJ. Metal x bioabsorbable interference screws: initial fixation. *Proc Instn Mech. Engrs.. Part H:J. In: Engineering in medicine.* Vol 217. 2003.
26. Tecklenburg K, Burkart P, Hoser C, Rieger M, Fink C. Prospective evaluation of patellar tendon graft fixation in anterior cruciate ligament reconstruction comparing composite bioabsorbable and allograft interference screws. *J Arth Rel Surg.* Vol 22. N 9. 2006; Sep; p. 993-999.
27. Lee MC, Jo H, Bae TS, Jang JD, Seong SC. Analysis of initial fixation strength of press-fit fixation technique in anteriorcruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2003(11); p.91-98.
28. Konan S, Haddad FS. A clinical review of bioabsorbable interference screws and their adverse effects in anterior cruciate ligament reconstruction surgery. *The Knee.* 2009 (16). p.6-13.
29. Newman E, Turner AS, Wark JD. The potential of sheep for the study of osteopenia: current status and comparison with other animal models. *Elsevier Inc.* 1995: 16(4); 277-284.
30. Seil R, Rupp S, Krauss PW, Benz A, Kohn DM. Comparasion of initial fixation strength between biodegradable and metallic interference screws and a press-fit fixation technique in a porcine model. *Am J Sports Med.* 1998(6); p815-819.

NORMAS ADOTADAS

Este trabalho foi realizado seguindo a normatização para trabalhos de conclusão do Curso de Graduação em Medicina, aprovada em reunião do Colegiado do Curso de Graduação em Medicina da Universidade Federal de Santa Catarina, em 27 de novembro de 2005.

FICHA DE AVALIAÇÃO

A avaliação dos trabalhos de conclusão do Curso de Graduação em Medicina obedecerá os seguintes critérios:

1º. Análise quanto à forma (O TCC deve ser elaborado pelas Normas do Colegiado do Curso de Graduação em Medicina da Universidade Federal de Santa Catarina);

2º. Quanto ao conteúdo;

3º. Apresentação oral;

4º. Material didático utilizado na apresentação;

5º. Tempo de apresentação:

- 15 minutos para o aluno;
- 05 minutos para cada membro da Banca;
- 05 minutos para réplica

DEPARTAMENTO DE: _____

ALUNO: _____

PROFESSOR: _____

NOTA

1. FORMA

2. CONTEÚDO

3. APRESENTAÇÃO ORAL

4. MATERIAL DIDÁTICO UTILIZADO

MÉDIA: _____ (_____)

Assinatura: _____